

(19)日本国特許庁 (JP)

(12) 公開特許公報 (A)

(11)特許出願公開番号

特開2000-262519

(P2000-262519A)

(43)公開日 平成12年9月26日 (2000.9.26)

(51)Int.Cl.⁷
A 61 B 6/03
H 05 G 1/62

識別記号
3 7 0
3 3 0

F I
A 61 B 6/03
H 05 G 1/62

テマコード*(参考)
3 7 0 B
3 3 0 C
B

審査請求 未請求 請求項の数20 OL 外国語出願 (全 24 頁)

(21)出願番号 特願平11-338990

(22)出願日 平成11年11月30日 (1999.11.30)

(31)優先権主張番号 0 9 / 2 1 8 3 5 2

(32)優先日 平成10年12月22日 (1998.12.22)

(33)優先権主張国 米国 (U.S.)

(71)出願人 390041542

ゼネラル・エレクトリック・カンパニー
GENERAL ELECTRIC COMPANY

アメリカ合衆国、ニューヨーク州、スケネ

クタディ、リバーロード、1番

(72)発明者 ジェイムズ・アーサー・ブレイク

アメリカ合衆国、ウィスコンシン州、フラ
ンクリン、サウス・タッカウェイ・ショア
ズ・ドライブ、8384番

(74)代理人 100093908

弁理士 松本 研一

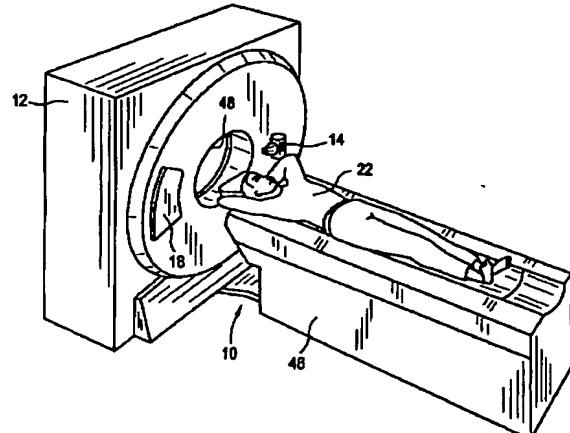
最終頁に続く

(54)【発明の名称】 心拍ゲート式コンピュータ断層撮影システム

(57)【要約】

【課題】 X線の照射及びデータの収集を心臓周期に同期させて、画質を向上させるイメージング・システムを提供する。

【解決手段】 本発明のイメージング・システム (10) は、一実施態様では、選択される心拍期間を決定すると共にこの選択された期間中でのX線ビーム (16) の発生を制御する同期ユニット (100) を利用する。X線ビームが検出器 (18) に向かって照射されるとき、あるビュー角度でデータが収集される。心臓が周期的に運動し続けるにつれて、一連のビュー角度でのデータを収集して、選択された期間中の心臓の画像が形成されるようにする。



【特許請求の範囲】

【請求項1】 X線ビームを照射するX線管と、前記X線ビームを受け取るように前記X線管に整列した複数の検出器を含んでいる検出器アレイとを備えたコンピュータ断層撮影システムにおいて物体の画像を形成する方法であって、心臓周期を決定する工程と、前記心臓周期の少なくとも1つの選択された部分の間に前記物体の画像ビュー・データを形成する工程と、前記画像ビュー・データに基づいて前記物体の少なくとも1つの画像を形成する工程と、を含んでいる前記方法。

【請求項2】 前記心臓周期の少なくとも1つの選択された部分の間に前記物体の画像ビュー・データを形成する前記工程は、前記心臓周期の各々の選択された部分の間、前記検出器アレイに向かってX線ビームを照射する工程を含んでいる請求項1に記載の方法。

【請求項3】 前記心臓の周期の各々の選択された部分の間、前記検出器アレイに向かってX線ビームを照射する前記工程は、少なくとも1つのビュー角度から前記検出器アレイに向かってX線ビームを照射する工程を含んでいる請求項2に記載の方法。

【請求項4】 前記心臓周期の各々の選択された部分の間、前記検出器アレイに向かってX線ビームを照射する前記工程は、複数のビュー角度から前記検出器アレイに向かってX線ビームを照射する工程を含んでいる請求項3に記載の方法。

【請求項5】 前記画像ビュー・データに基づいて前記物体の少なくとも1つの画像を形成する前記工程は、各々のビュー角度毎に前記ビュー・データに基づいて前記物体の画像を形成する工程を含んでいる請求項3に記載の方法。

【請求項6】 前記画像ビュー・データに基づいて前記物体の少なくとも1つの画像を形成する前記工程は、前記ビュー・データに重み付けを行ってフィルタ処理して逆投影する工程を含んでいる請求項3に記載の方法。

【請求項7】 心臓周期を決定する前記工程は、少なくとも前記心臓の最小の運動状態を決定する工程を含んでいる請求項1に記載の方法。

【請求項8】 前記心臓周期の少なくとも1つの選択された部分の間に前記物体の画像ビュー・データを形成する前記工程は、前記心臓の前記最小の運動状態について前記物体の画像ビュー・データを形成する工程を含んでいる請求項7に記載の方法。

【請求項9】 前記物体は心臓である請求項1に記載の方法。

【請求項10】 前記物体は、循環系の少なくとも一部を含んでいる請求項1に記載の方法。

【請求項11】 X線ビームを照射するX線管と、前記X線ビームを受け取るように前記X線管に整列した複数

の検出器を含んでいる検出器アレイとを備えた、物体の画像を形成するためのイメージング・システムであつて、

心臓周期を決定し、前記心臓周期の少なくとも1つの選択された部分の間に前記物体の画像ビュー・データを形成し、前記画像ビュー・データに基づいて前記物体の少なくとも1つの画像を形成するように構成されているイメージング・システム。

【請求項12】 前記心臓周期の少なくとも1つの選択された部分の間に前記物体の画像ビュー・データを形成するために、前記心臓周期の各々の選択された部分の間、前記検出器アレイに向かってX線ビームを照射するように構成されている請求項11に記載のイメージング・システム。

【請求項13】 前記心臓の周期の各々の選択された部分の間、前記検出器アレイに向かってX線ビームを照射するために、少なくとも1つのビュー角度から前記検出器アレイに向かってX線ビームを照射するように構成されている請求項12に記載のイメージング・システム。

【請求項14】 前記心臓の周期の各々の選択された部分の間、前記検出器アレイに向かってX線ビームを照射するために、複数のビュー角度から前記検出器アレイに向かってX線ビームを照射するように構成されている請求項13に記載のイメージング・システム。

【請求項15】 前記画像ビュー・データに基づいて前記物体の少なくとも1つの画像を形成するために、各々のビュー角度毎に前記ビュー・データに基づいて前記物体の画像を形成するように構成されている請求項13に記載のイメージング・システム。

【請求項16】 前記画像ビュー・データに基づいて前記物体の少なくとも1つの画像を形成するために、前記ビュー・データに重み付けを行ってフィルタ処理して逆投影するように構成されている請求項13に記載のイメージング・システム。

【請求項17】 前記心臓周期を決定するために、少なくとも前記心臓の最小の運動状態を決定するように構成されている請求項11に記載のイメージング・システム。

【請求項18】 前記心臓周期の少なくとも1つの選択された部分の間に前記物体の画像ビュー・データを形成するために、前記心臓の前記最小の運動状態について前記物体の画像ビュー・データを形成するように構成されている請求項17に記載のイメージング・システム。

【請求項19】 前記物体は心臓である請求項11に記載のイメージング・システム。

【請求項20】 前記物体は、循環系の少なくとも一部を含んでいる請求項11に記載のイメージング・システム。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】本発明は一般的には、コンピュータ断層撮影(CT)イメージングに関し、より具体的には、心拍ゲート式CTシステムに関する。

【0002】

【発明の背景】少なくとも1つの公知のコンピュータ断層撮影(CT)イメージング・システム構成においては、X線源がファン(扇形)形状のビームを投射し、このビームは、デカルト座標系のX-Y平面であって、一般に「イメージング平面」と呼ばれる平面内に位置するようコリメートされる。X線ビームは、患者のようなイメージング対象の物体を通過する。ビームは、物体によって減弱された後に、放射線検出器の配列(アレイ)に入射する。検出器アレイの所で受け取られる減弱したビーム放射線の強度は、物体によるX線ビームの減弱量に依存している。アレイ内の各々の検出器素子は、検出器の位置におけるビーム減弱の測定値である個別の電気信号を発生する。すべての検出器からの減弱測定値が別々に取得されて、透過プロファイルを形成する。

【0003】公知の第3世代CTシステムでは、X線源及び検出器アレイは、X線ビームが物体と交差する角度が定常的に変化するように、イメージング平面内でイメージングされるべき物体の周りをガントリと共に回転する。1つのガントリ角度における検出器アレイからの一群のX線減弱測定値(即ち、投影データ)を「ビュー」と呼ぶ。物体の「走査(スキャン)」は、X線源及び検出器が1回転する間に様々なガントリ角度(即ち、ビュー角度)において形成される1組のビューで構成されている。アキシャル・スキャン(軸方向走査)の場合には、投影データを処理して、物体を通して得られる2次元スライスに対応する画像を構成する。1組の投影データから画像を再構成する1つの方法は、当業界でフィルタ補正逆投影(filtered back projection)法と呼ばれている。この手法は、走査からの減弱測定値を「CT数」又は「ハンスフィールド(Hounsfield)単位」と呼ばれる整数へ変換し、これらの整数を用いて、陰極線管表示装置上の対応するピクセルの輝度を制御するものである。

【0004】全走査時間を短縮するために、「ヘリカル」スキャン(螺旋走査)を行うこともできる。「ヘリカル」・スキャンを行うためには、患者を移動させながら所定の数のスライスのデータを取得する。このようなシステムは、1回のファン・ビーム・ヘリカル・スキャンから単一の螺旋を形成する。ファン・ビームによって悉くマッピング(写像)された螺旋から投影データが得られ、投影データから各々の所定のスライスにおける画像を再構成することができる。

【0005】公知のCTシステムでは、投影データをヘリカル・スキャン又はアキシャル・スキャンから収集して、患者の体内の区域(即ち、器官)の画像の一連のフレームを形成する。1つのフレームは、イメージング対

象の物体(例えば、患者)を通過して得られる2次元のスライスに相当する。典型的には、操作者は、運動に起因する画像の劣化を最小にするために、各々のフレームを形成するのに必要な時間を最短にしようとする。

【0006】少なくとも1つの公知のCTシステムでは、患者の心臓の画像を形成すると共に精査して、いくつかの種類の状態を識別する。しかしながら、心臓及び血液の運動の結果として、心臓の画像はボケを生ずる。ボケが生ずると、心臓内の状態を識別することが困難になる。

【0007】画像の品質を向上させるために、心臓周期の選択された期間中にデータを収集するイメージング・システムを提供することが望ましい。また、患者へのX線量を減少させるようにX線の照射を制御する上述のようなシステムを提供することも望ましい。

【0008】

【発明の概要】これらの課題及びその他の課題は、一実施態様では、向上した画質を提供するためにX線の照射及びデータの収集を心臓周期の選択された部分に同期させるイメージング・システムによって達成することができる。典型的な実施態様では、このイメージング・システムは、心臓周期の選択された期間を決定すると共にこの選択された期間中にX線ビームの短いバーストを発生する同期ユニットを利用する。X線ビームが検出器アレイに向かって照射されるとき、あるビュー角度でのデータが収集される。心臓が周期的に運動し続けるにつれて、一連のビュー角度でデータを収集して、選択された期間中の心臓の完全な画像が形成されるようとする。

【0009】上述のイメージング・システムは、心臓周期の選択された期間中にデータを収集して、画質を向上させる。加えて、このイメージング・システムは、X線ビームの照射を制御して、患者へのX線量を減少させる。

【0010】

【発明の詳しい説明】図1及び図2について説明する。同図には、コンピュータ断層撮影(CT)イメージング・システム10が、「第3世代」CTスキャナにおいて典型的なガントリ12を含むものとして示されている。ガントリ12は、X線源14を有しており、X線源14は、X線ビーム16をガントリ12の対向する側に設けられている検出器アレイ18に向かって投射する。検出器アレイ18は、検出器素子20によって形成されており、検出器素子20は全体で、患者22を通過する投射されたX線を感知する。検出器アレイ18は、单一スライス構成として作製されていてもよいし、又はマルチスライス構成として作製されていてもよい。各々の検出器素子20は、入射X線ビームの強度を表す電気信号、従って患者22を通過する際のビームの減弱量を表す電気信号を発生する。X線投影データを取得するための1回の走査の間に、ガントリ12及びこのガントリ12に装

着されている構成部品は、回転中心24の周りを回転する。

【0011】ガントリ12の回転及びX線源14の動作は、CTシステム10の制御機構26によって制御されている。制御機構26は、X線制御装置28とガントリ・モータ制御装置30とを含んでいる。X線制御装置28はX線源14に対して電力信号及びタイミング信号を供給し、ガントリ・モータ制御装置30は、ガントリ12の回転速度及び位置を制御する。制御機構26内に設けられているデータ取得システム(DAS)32が、検出器素子20からのアナログ・データをサンプリングし、後続の処理のためにこのデータをデジタル信号へ変換する。画像再構成装置34が、サンプリングされてデジタル化されたX線データをDAS32から受け取って、高速画像再構成を実行する。再構成された画像はコンピュータ36への入力として印加され、コンピュータ36は大容量記憶装置38に画像を記憶させる。

【0012】コンピュータ36はまた、キーボードを有するコンソール40を介して、操作者からコマンド(命令)及び走査用パラメータを受け取る。付設されている陰極線管表示装置42によって、操作者は、再構成された画像、及びコンピュータ36からのその他のデータを観測することができる。操作者が供給したコマンド及びパラメータは、コンピュータ36によって用いられて、DAS32、X線制御装置28及びガントリ・モータ制御装置30へ制御信号及び情報を供給する。加えて、コンピュータ36は、モータ駆動式テーブル46を制御するテーブル・モータ制御装置44を動作させて、患者22をガントリ12内に配置する。具体的には、テーブル46は、患者22の一部をガントリ開口48の中に移動させる。

【0013】本発明の一実施例では、同期ユニット、即ち同期回路100を用いて、X線ビームの短いバーストを患者の心臓周期の選択された位置(即ち、選択された期間)に生ずるように同期させる。次いで、一連のこれらのX線の短いバーストから収集されたデータを用いて、物体の画像を形成する。画像は、心臓周期の選択された期間中の物体の完全な画像を提供する。この結果、例えば、心臓の静止期間中のデータを収集することにより、画質が向上する。

【0014】より詳しく述べると、回路100は、患者22の心臓の電気的活性度を測定又は検出して、患者の心臓周期を決定する。一実施例では、患者22に取り付けられている少なくとも1つの電極からの出力信号を電子的増幅器(図示されていない)へ結合し、この電子的増幅器が心臓周期信号を発生する。心臓周期信号は、例えば、当業界で公知のEKG(心電図)システム又は運動モニタ(exercise monitor)によって発生することができる。例えば、図3に示すように、EKGシステムは、少なくとも1つの電極出力信号を用いて心臓周期信

号波形を発生する。この心臓周期信号波形は、心臓の心収縮状態(即ち、心収縮期)と、心拡張状態(即ち、心拡張期)とを含む1心拍周期を示している。Q、R及びSと参照符号を付した信号の部分は、QRS波と呼ばれており、ここで、Rの特徴部(即ち、R波)が信号全体のうち最も顕著で且つ最大振幅を有する特徴部となっている。心拍周期は典型的には、R波で開始し、次のR波の発生まで継続するものとして定義される。

【0015】心機能は、心収縮期及び心拡張期と呼ばれる2つの異なる期間によって特徴付けられる。心収縮期には、心筋は、左心室の体積を収縮させて、大動脈弁を通して内容物をポンプ作用で押し出す。心拡張状態、即ち心拡張期中には、左心室は僧帽弁を通して満たされる。心収縮期の末期には、左心室は血液をポンプ作用で押し出すように収縮し終わっているので、最小の体積を有する。心拡張期の末期は、左心室はポンプ作用で押し出される直前の血液で満たされているので、最大の体積を有する点となる。心拡張期中には、心臓は比較的無運動状態にあり、制限された運動の結果として、この期間中に収集されるデータから形成される画像をより明瞭にすることができる。

【0016】心臓周期信号を利用して、データ収集のタイミング及び持続時間を決定するX線オン信号(即ち、ゲート信号)が、回路100によって発生される。一実施例では、回路100は、心拍の選択された部分に相当するように心臓周期から選択された時間だけ遅延した後にX線オン信号の状態を移行させる。X線オン信号の移行の結果として、X線ビーム16が心臓周期のこの選択された期間中に照射される。より詳しく述べると、回路100からのX線オン・ゲート出力信号は、制御装置28へ結合されて、心臓周期内での線源14からのX線ビーム16の照射のタイミング及び持続時間を制御する。更に具体的に述べると、一実施例では、制御装置28は、線源14へ高電圧のアノードーカソード信号を供給する電源(図示されていない)を含んでいる。回路100からのX線オン信号を用いることにより、X線ビーム16が線源から照射され及び照射停止されるように、電源からの高電圧アノードーカソード信号を迅速にそれぞれオン及びオフにすることができます。

【0017】図4について説明する。一実施例では、回路100が調節自在のレベル検出器110と調節自在のタイマ(即ち、遅延装置)112とを利用して、心臓周期のある事象(即ち、R波)の発生から選択された(即ち、指定された)時間だけ遅延させることにより、心臓周期の選択された期間中にX線オン信号のレベルを移行させる。例えば、1秒当たり約75,000,000ボルトの速度で変更することが可能な高電圧出力を有する公知の電源を利用すると、R波を検出した後に、回路100が0.5秒だけ遅延して、制御装置28へ供給されるX線オン信号のレベルを移行させて、X線ビーム16

が線源14から0.1秒間照射されるようにする。この結果、電源からの高電圧のアノードーカソード出力は、約0.002秒で約0ボルトから約150,000ボルトまで移行し、約0.1秒の間だけ約150,000ボルトに留まり、次いで約0.002秒で約0ボルトに戻る。アノードーカソード電圧が約150,000ボルトにある時間中に、X線ビーム16が検出器18に向かって照射される。

【0018】X線ビーム16が照射されたとき、心臓周期の選択された期間の間、投影データが収集される。より詳しく述べると、一実施例では、例えば、操作者が定義した期間又は予め定義されている期間によって、心臓周期の選択される部分を決定した後に、X線ビーム16を線源14から照射して、検出器アレイ18を用いて投影データが収集される。具体的には、ガントリ12の回転中に、回路100は、選択された心拍期間内で少なくとも1つのビュー角度（即ち、射線角度）についてX線ビーム16が検出器18に向かって照射されるように、制御装置28へX線オン信号を供給する。一実施例では、X線オン信号のタイミングに応じて、線源14と検出器アレイ18との間のビュー角度（即ち、射線角度）を変更して、選択された期間の心臓の完全な画像が形成されるように一連の（即ち、複数の）ビュー角度から投影データを収集する。より詳しく述べると、心拍間の周期の正常な変動の結果として、心拍の選択された部分での心臓の完全な断面像を形成するのに十分なデータが収集されるまで、角度の異なる一連のビュー・セクタ・データを収集して、例えばコンピュータ36に記憶する。データを収集した後に、公知の方法、即ち、公知の重み付きフィルタ補正逆投影法を用いて、心臓の画像が形成される。

【0019】例えば、一実施例では、心臓の最小の運動状態が存在しているとき、即ち心拡張期に、X線ビーム16が照射されて、データが収集される。心臓の正常な心拍の変動及びガントリ12の回転の結果として、X線ビーム16は、患者に対して様々な角度で照射される。従って、最小の運動状態にある心臓の完全な画像が形成

されるように、複数の角度からのデータが収集される。

【0020】代替的な実施例では、心臓周期の選択された部分での循環系の他の部分の画像が形成される。心臓周期を利用して、選択された心拍期間についての循環系物体の画像が形成される。例えば、心臓周期を利用して、心拍周期の選択された期間での動脈の画像を形成することができる。

【0021】以上に述べたイメージング・システムは、心臓周期の選択された期間にデータを収集して、画質を向上させるようする。加えて、このイメージング・システムは、X線ビームの照射を制御して、患者へのX線量を減少させるようする。

【0022】本発明の様々な実施例に関する以上の記載から、発明の目的が達せられたことは明らかである。本発明を詳細に記述すると共に図解したが、これらは説明及び例示のみを意図したものであり、限定のためのものであると解釈してはならないことを明瞭に理解された。加えて、ここに記載したCTシステムは、X線源及び検出器の両方がガントリと共に回転するような「第3世代」システムである。しかしながら、所与のX線ビームに対して実質的に一様な応答を与えるように個々の検出器素子を補正すれば、検出器がフル・リングの静止式検出器であってX線源のみがガントリと共に回転するような「第4世代」システムを含めた他の多くのCTシステムを用いることができる。更に、ここに記載したシステムは、アキシャル・スキャンを行っているが、本発明をヘリカル・スキャンに用いてもよく、但し、このとき、360°を超えるデータが要求される。従って、本発明の要旨は、特許請求の範囲によって限定されるものとする。

【図面の簡単な説明】

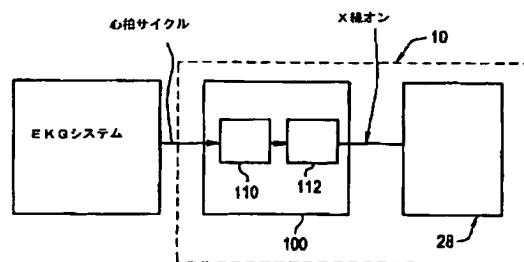
【図1】CTイメージング・システムの見取り図である。

【図2】図1に示すシステムのブロック図である。

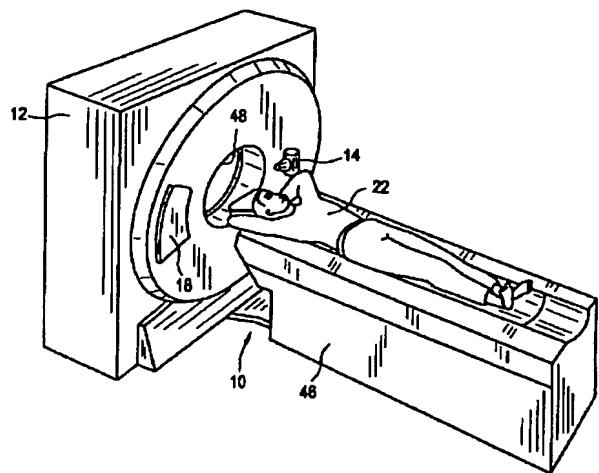
【図3】EKG信号波形の図である。

【図4】本発明の一実施例による同期回路の図である。

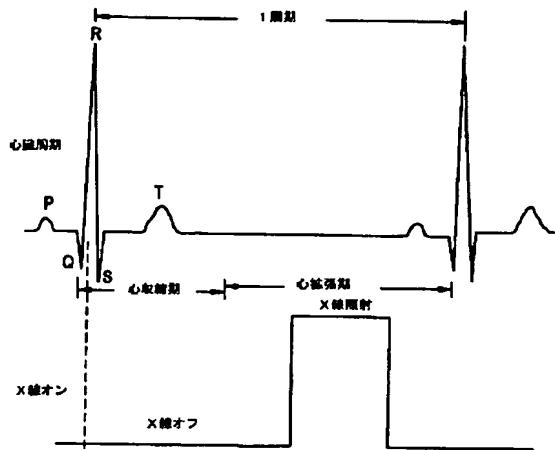
【図4】



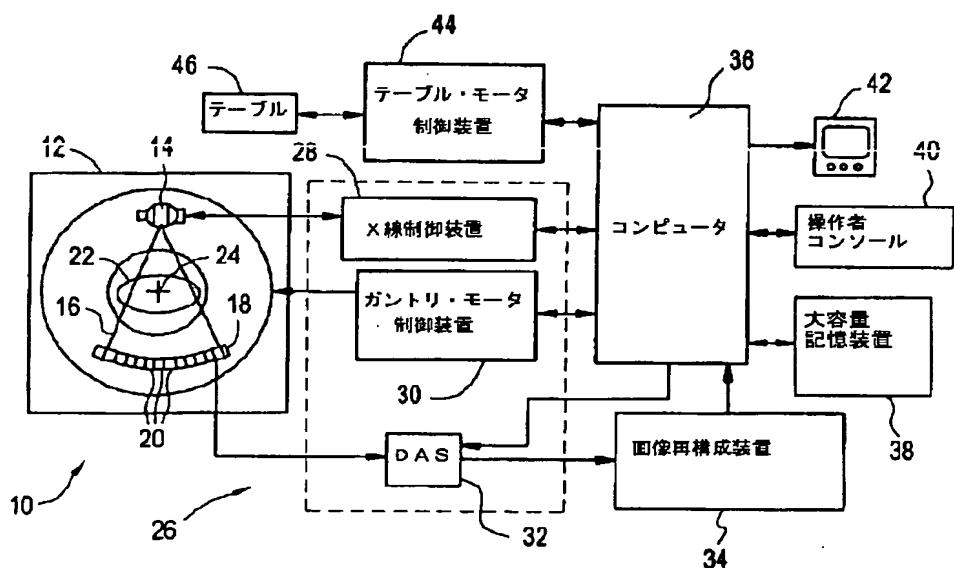
【図1】



【図3】



【図2】



フロントページの続き

(72)発明者 ロバート・フランクリン・センジグ
アメリカ合衆国、ウィスコンシン州、ジャ
ーマンタウン、ティンパーライン・シーテ
ィ、ダブリュ164・エヌ10535

【外國語明細書】

1. Title of Invention

Cardiac Gated Computed Tomography System

2. Claims

1. A method for generating an image of an object in a computed tomography (CT) system, the CT system including an x-ray tube for emitting x-ray beams and a detector array, the detector array including a plurality of detectors aligned with the x-ray tube for receiving the x-ray beams, said method comprising the steps of:

determining a cycle of a heart;

generating image view data of the object for at least one selected portion of the heart cycle;

generating at least one image of the object based on the image view data.

2. A method in accordance with Claim 1 wherein generating image view data of the object for at least one selected portion of the heart cycle comprises the step of emitting x-ray beams toward the detector array during each selected portion of the heart cycle.

3. A method in accordance with Claim 2 wherein emitting x-ray beams toward the detector array during each selected portion of the heart cycle comprises the step of emitting an x-ray beam toward the detector array from at least one view angle.

4. A method in accordance with Claim 3 wherein emitting x-ray beams toward the detector array during each selected portion of the heart cycle comprises the step of emitting an x-ray beam toward the detector array from a plurality of view angles.

5. A method in accordance with Claim 3 wherein generating at least one image of the object based on the image view data comprises the step of generating an image of the object based on the view data for each view angle.

6. A method in accordance with Claim 3 wherein generating at least one image of the object based on the image view data comprises the step weighting, filtering and backprojecting the view data.

7. A method in accordance with Claim 1 wherein determining a cycle of a heart comprises the step of determining at least a minimum motion condition of the heart.

8. A method in accordance with Claim 7 wherein generating image view data of the object for at least one selected portion of the heart cycle comprises the step of generating image view data of the object for the minimum motion condition of the heart.

9. A method in accordance with Claim 1 wherein the object is a heart.

10. A method in accordance with Claim 1 wherein the object includes at least a portion of the circulation system.

11. An imaging system for generating an image of an object, said imaging system comprising an x-ray tube for emitting x-ray beams and a detector array, said detector array including a plurality of detectors aligned with said x-ray tube for receiving said x-ray beams, said system configured to:

determine a cycle of a heart;

generate image view data of the object for at least one selected portion of the heart cycle;

generate at least one image of the object based on the image view data.

12. An imaging system in accordance with Claim 11 wherein to generate image view data of the object for at least one selected portion of the heart cycle, said system configured to emit x-ray beams toward said detector array during each selected portion of the heart cycle.

13. An imaging system in accordance with Claim 12 wherein to emit x-ray beams toward said detector array during each selected portion of the heart cycle, said system configured to emit an x-ray beam toward said detector array from at least one view angle.

14. An imaging system in accordance with Claim 13 wherein to emit x-ray beams toward said detector array during each selected portion of the heart cycle, said system configured to emit an x-ray beam toward said detector array from a plurality of view angles.

15. An imaging system in accordance with Claim 13 wherein to generate at least one image of the object based on the image view data, said system configured to generate an image of the object based on the view data for each view angle.

16. An imaging system in accordance with Claim 13 wherein to generate at least one image of the object based on the image view data, said system configured to weight, filter and backproject the view data.

17. An imaging system in accordance with Claim 11 wherein to determine a cycle of a heart, said system configured to determine at least a minimum motion condition of the heart.

18. An imaging system in accordance with Claim 17 wherein to generate image view data of the object for at least one selected portion of the heart cycle, said system configured to generate image view data of the object for the minimum motion condition of the heart.

19. An imaging system in accordance with Claim 11 wherein the object is a heart.

20. An imaging system in accordance with Claim 11 wherein the object includes at least a portion of the circulation system.

3. Detailed Description of Invention

BACKGROUND OF THE INVENTION

This invention relates generally to computed tomography (CT) imaging and more particularly, to a cardiac gated CT system.

In at least one known computed tomography (CT) imaging system configuration, an x-ray source projects a fan-shaped beam which is collimated to lie within an X-Y plane of a Cartesian coordinate system and generally referred to as the "imaging plane". The x-ray beam passes through the object being imaged, such as a patient. The beam, after being attenuated by the object, impinges upon an array of radiation detectors. The intensity of the attenuated beam radiation received at the detector array is dependent upon the attenuation of the x-ray beam by the object. Each detector element of the array produces a separate electrical signal that is a measurement of the beam attenuation at the detector location. The attenuation measurements from all the detectors are acquired separately to produce a transmission profile.

In known third generation CT systems, the x-ray source and the detector array are rotated with a gantry within the imaging plane and around the object to be imaged so that the angle at which the x-ray beam intersects the object constantly changes. A group of x-ray attenuation measurements, i.e., projection data, from the detector array at one gantry angle is referred to as a "view". A "scan" of the object comprises a set of views made at different gantry angles, or view angles, during one revolution of the x-ray source and detector. In an axial scan, the projection data is processed to construct an image that corresponds to a two dimensional slice taken through the object. One method for reconstructing an

image from a set of projection data is referred to in the art as the filtered back projection technique. This process converts the attenuation measurements from a scan into integers called "CT numbers" or "Hounsfield units", which are used to control the brightness of a corresponding pixel on a cathode ray tube display.

To reduce the total scan time, a "helical" scan may be performed. To perform a "helical" scan, the patient is moved while the data for the prescribed number of slices is acquired. Such a system generates a single helix from a one fan beam helical scan. The helix mapped out by the fan beam yields projection data from which images in each prescribed slice may be reconstructed.

With known CT system, projection data is collected from a helical or axial scan to generate sequential frames of images of an area, or organ, within a patient. A frame corresponds to a two dimensional slice taken through the imaged object, e.g., the patient. Typically, an operator attempts to minimize the amount of time required to generate each frame to minimize motion related image degradation

At least one known CT system, images of a patient's heart are generated and reviewed to identify certain types of conditions. However, as a result of the movement of the heart and the blood, the heart images are blurred. The blurring causes difficulty in identifying conditions within the heart.

To improve the quality of the images, it is desirable to provide an imaging system which gathers data during a selected period of a heart cycle. It would also be desirable to provide such a system which controls the emission of x-rays to reduce the x-ray dosage to the patient.

BRIEF SUMMARY OF THE INVENTION

These and other objects may be attained by an imaging system which, in one embodiment, synchronizes the emission of x-rays and the collection of data to a selected portion of a heart cycle to provide improved image quality. In an exemplary embodiment, the imaging system utilizes a synchronization unit to determine the selected period of the heart and to generate a short burst of x-ray beams during the selected period. As the x-ray beams are emitted toward a detector array, data is collected for a view angle. As the heart continues to cycle, data is collected for a series of view angles so that a complete image of the heart during the selected period is generated.

The above described imaging system gathers data during a selected period of the heart cycle so that image quality is improved. In addition, the imaging system controls the emission of x-ray beams so that x-ray dosage to the patient is reduced.

DETAILED DESCRIPTION OF THE INVENTION

Referring to Figures 1 and 2, a computed tomograph (CT) imaging system 10 is shown as including a gantry 12 representative of a "third generation" CT scanner. Gantry 12 has an x-ray source 14 that projects a beam of x-rays 16 toward a detector array 18 on the opposite side of gantry 12. Detector array 18 is formed by detector elements 20 which together sense the projected x-rays that pass through a medical patient 22. Detector array 18 may be fabricated in a single slice or multi-slice configuration. Each detector element 20 produces an electrical signal that represents the intensity of an impinging x-ray beam and hence the attenuation of the beam as it passes through patient 22. During a scan to acquire x-ray projection data, gantry 12 and the components mounted thereon rotate about a center of rotation 24.

Rotation of gantry 12 and the operation of x-ray source 14 are governed by a control mechanism 26 of CT system 10. Control mechanism 26 includes an x-ray controller 28 that provides power and timing signals to x-ray source 14 and a gantry motor controller 30 that controls the rotational speed and position of gantry 12. A data acquisition system (DAS) 32 in control mechanism 26 samples analog data from detector elements 20 and converts the data to digital signals for subsequent processing. An image reconstructor 34 receives sampled and digitized x-ray data from DAS 32 and performs high speed image reconstruction. The reconstructed image is applied as an input to a computer 36 which stores the image in a mass storage device 38.

Computer 36 also receives commands and scanning parameters from an operator via console 40 that has a keyboard. An associated cathode ray tube display 42 allows the operator to observe the reconstructed image and other data from computer 36. The operator supplied commands and parameters are used by

computer 36 to provide control signals and information to DAS 32, x-ray controller 28 and gantry motor controller 30. In addition, computer 36 operates a table motor controller 44 which controls a motorized table 46 to position patient 22 in gantry 12. Particularly, table 46 moves portions of patient 22 through gantry opening 48.

In one embodiment of the present invention, a synchronization unit, or circuit 100 is utilized to synchronize short bursts of x-ray beams to occur during a selected position, or period, of a heart cycle of a patient. Data collected from a series of these short bursts of x-rays are then utilized to generate an image of the object. The image provides a complete image of the object during the selected period of the heart cycle. As a result, for example by collecting the data during a resting period of the heart, image quality is improved.

More specifically, circuit 100 measures, or detects, the electrical activity of a heart of patient 22 to determine the cycle of a patient's heart. In one embodiment, an output signal of at least one electrode attached to patient 22 is coupled to an electronic amplifier (not shown) which generates a heart cycle signal. The heart cycle signal, may for example, be generated by an EKG system or exercise monitor, as known in the art. For example, and as shown in Figure 3, an EKG system generates a heart cycle signal waveform using at least one of the electrode output signals. The heart cycle signal waveform, illustrates one cardiac cycle including a systole condition, or period, and a diastole condition, or period of the heart. The portion of the signal which is labeled Q, R and S is referred to as the QRS complex, in which the R-feature, or R-wave, is the most prominent, highest amplitude, feature of the entire signal. The cardiac cycle is typically defined as beginning with a R-wave and continuing until the occurrence of the next R-wave.

Heart functions are characterized by two distinct periods called systole and diastole. In systole, the heart muscle is contracting the volume of the left ventricle to pump the contents out through the aortic valve. During the diastole, or diastolic period, the left ventricle is filling through the mitral valve. At the end of the systole, the left ventricle has its smallest volume since it has been contracted to pump blood out. The end of the diastole is the point at which the left ventricle has its largest volume since it is filled with blood ready to be pumped out. During the diastolic period the heart is relatively motion-free allowing images generated from data collected during this period to be clearer as a result of the limited movement.

Utilizing the heart cycle signal, an x-ray-on, or gating, signal is generated by circuit 100 to determine the timing and duration of data collection. In one embodiment, circuit 100 transitions the state of the x-ray-on signal after delaying a selected period of time from the heart cycle representing the selected portion of the heart. As a result of transitioning the x-ray-on signal, x-ray beam 16 are emitted during the selected period of the heart cycle. More specifically, the x-ray-on gating output signal of circuit 100 is coupled to controller 28 to control the timing and the duration of the emission of x-ray beams 16 within the heart cycle from source 14. More particularly and in one embodiment, controller 28 includes a power supply (not shown) for supplying a high voltage anode-cathode signal to source 14. Utilizing the x-ray-on signal from circuit 100, the high voltage anode-cathode signal from the power supply may be quickly turned on and turned off so that x-ray beams 16 are respectively emitted and stopped from being emitted from source 14.

Referring to Figure 4 and in one embodiment, circuit 100, utilizing an adjustable level detector 110 and an adjustable timer, or delay 112, transitions the level of

the x-ray-on signal during the selected period of the heart cycle by delaying a selected, or defined, period of time after the occurrence of an event in the heart cycle, i.e., the R-wave. For example, utilizing a known power supply having a high voltage output capable of being changed at a rate of approximately 75,000,000 volts per second, after detecting the R-wave, circuit 100 delays 0.5 second, then transitions the level of the x-ray-on signal supplied to controller 28 so that x-ray beams 16 are emitted from source 14 for 0.1 second. As a result, the high voltage anode-cathode output of the power supply transitions from approximately 0 volts to approximately 150,000 volts in approximately 0.002 second, remains approximately 150,000 volts for approximately 0.1 second, and returns to approximately 0 volts in approximately 0.002 second. During the time that the anode-cathode voltage is approximately 150,000 volts, x-ray beams 16 are emitted toward detector 18.

As x-ray beams 16 are emitted, projection data is collected for the selected period of the heart cycle. More specifically and in one embodiment, after determining the selected portion of the heart cycle, for example by an operator or a pre-defined period, projection data is collected using detector array 18 as x-ray beams 16 are emitted from source 14. Particularly, during the rotation of gantry 12, circuit 100 supplies the x-ray-on signal to controller 28 so that x-ray beams 16 are emitted toward detector 18 for at least one view, or ray, angle of the selected heart period. In one embodiment, depending upon the timing of the x-ray-on signal, the view, or ray, angle between source 14 and detector array 18 is altered so that projection data is collected from a series, or plurality, of view angles so that a complete image of the heart for the selected period is generated. More specifically, as a result of the normal variation in the heart rate from beat to beat, a series of view sector data, whose angle vary, is collected and stored, for example in computer 36, until sufficient data has been collected to generate a

complete cross sectional view of the heart during the selected portion of the heart. After collecting the data, an image of the heart is generated using known methods, i.e., known weighting- filtering-backprojection methods.

For example, in one embodiment, x-ray beams 16 are emitted and data is collected when a minimum motion condition of the heart exists, i.e., the diastolic period. As result of the normal beat variation of the heart and the rotation of gantry 12, x-ray beams 16 are emitted at different angles with respect to patient 22. Therefore, data is collected from a plurality of angles so that a complete image of the heart at a minimum motion condition is generated.

In an alternative embodiment, images of other portions of the circulation system are generated during a selected portion of the heart cycle. Using the heart cycle, an image of a circulation system object is generated for the selected heart period. For example, using the heart cycle, an image may be generated of an artery during the selected period of the heart.

The above described imaging system gathers data during a selected period of the heart cycle so that image quality is improved. In addition, the imaging system controls the emission of x-ray beams so that x-ray dosage to the patient is reduced.

From the preceding description of various embodiments of the present invention, it is evident that the objects of the invention are attained. Although the invention has been described and illustrated in detail, it is to be clearly understood that the same is intended by way of illustration and example only and is not to be taken by way of limitation. In addition, the CT system described herein is a "third generation" system in which both the x-ray source and detector rotate with the gantry. Many other CT systems including "fourth generation"

systems wherein the detector is a full-ring stationary detector and only the x-ray source rotates with the gantry, may be used if individual detector elements are corrected to provide substantially uniform responses to a given x-ray beam. Moreover, the system described herein performs an axial scan, however, the invention may be used with a helical scan although more than 360° of data are required. Accordingly, the spirit and scope of the invention are to be limited only by the terms of the appended claims.

4. Brief Description of Drawings

Figure 1 is a pictorial view of a CT imaging system.

Figure 2 is a block schematic diagram of the system illustrated in Figure 1.

Figure 3 is an EKG signal waveform.

Figure 4 is a synchronization circuit in accordance with one embodiment of the present invention.

FIG.1

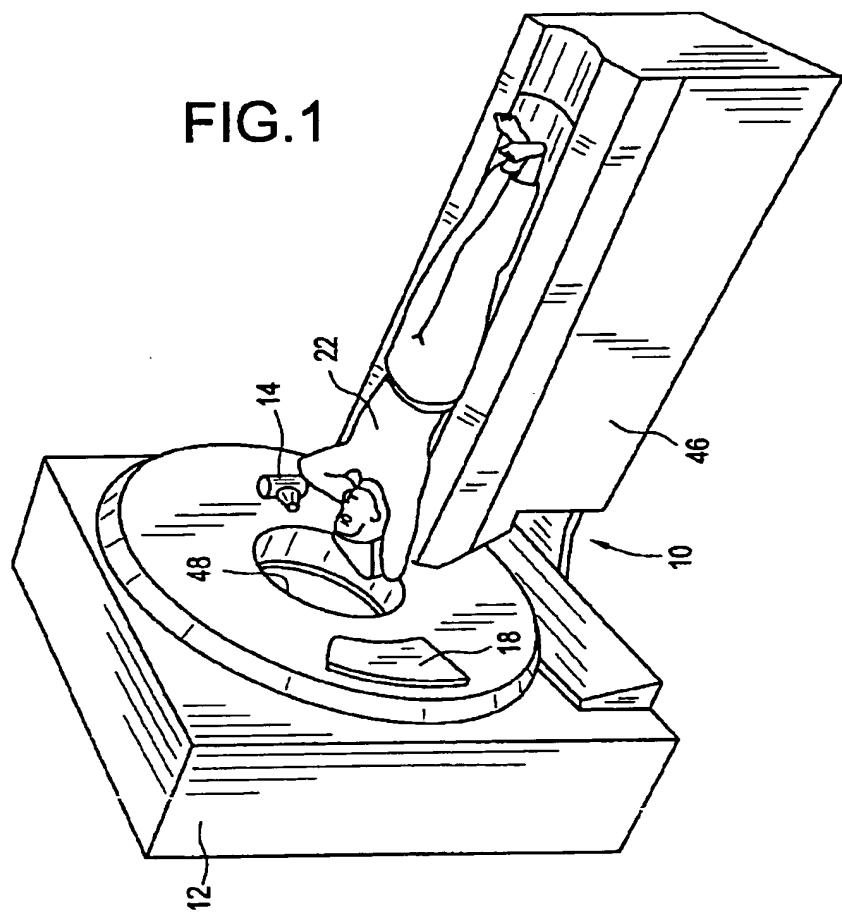


FIG.2

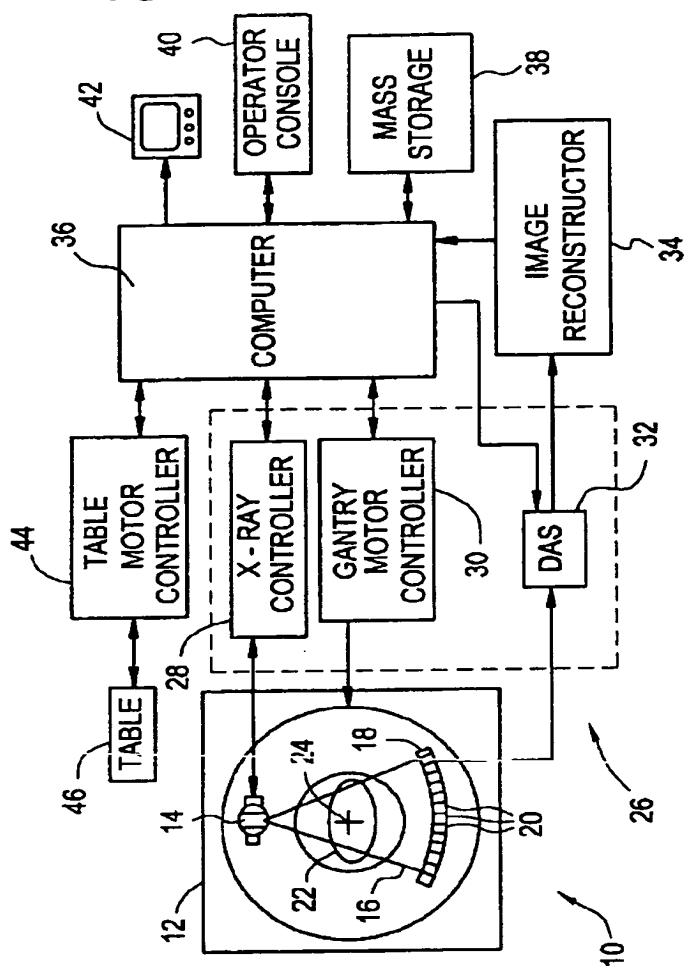


FIG.3

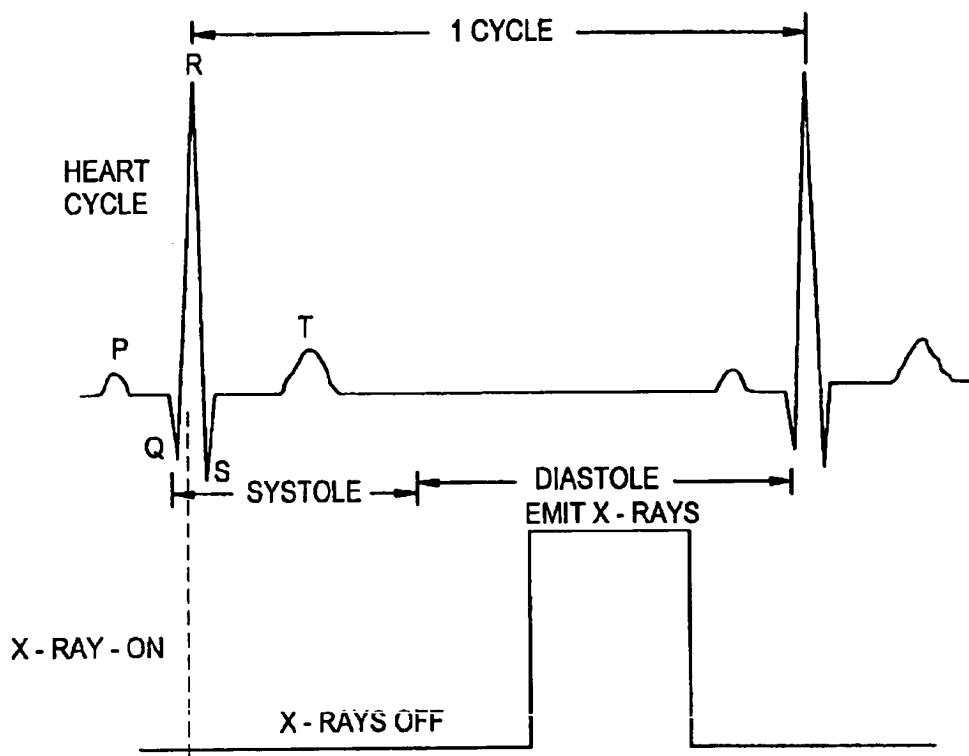
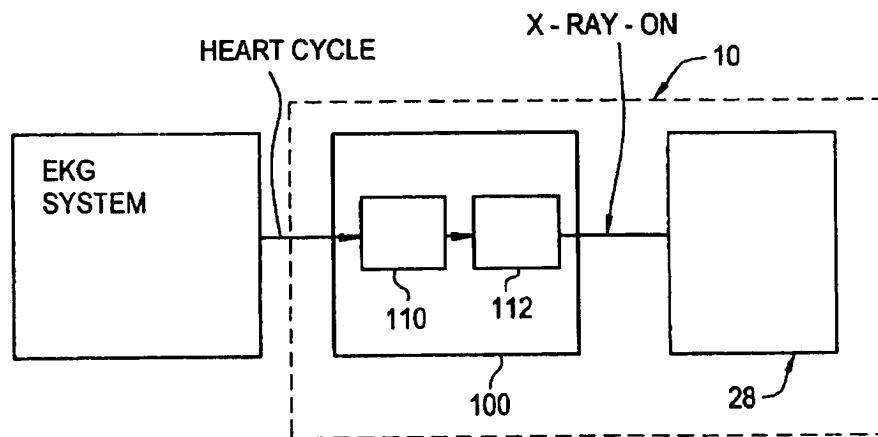


FIG.4



1. Abstract

The present invention, in one form, is an imaging system (10) which synchronizes the emission of x-rays (16) and the collection of data to a heart cycle to provide improved image quality. In one embodiment, the imaging system (10) utilizes a synchronization unit (100) to determine a selected heart period and to control generation of x-ray beams (16) during the selected period. As the x-ray beams (16) are emitted toward a detector (18), data is collected for a view angle. As the heart continues to cycle, data for a series of view angles is collected so that an image of the heart during the selected period is generated.

2. Representative Drawing: Figure 1